

Procédé et dispositif d'acquisition et de traitement
d'images d'une dent.

La présente invention concerne un procédé et un
5 dispositif d'acquisition et de traitement d'images
d'une dent, en vue de la détection de caries dentaires.

On a déjà proposé, notamment dans les documents US-
A-4 290 443 et 4 479 499, un procédé de détection des
caries dentaires dans la bouche d'un patient, qui
10 consiste à éclairer une zone d'une dent par une lumière
monochromatique, à mesurer l'intensité de la
luminescence émise par la dent sur deux longueurs
d'onde prédéterminées, l'une pour laquelle les zones
cariées et les zones non cariées de la dent ont
15 sensiblement la même réponse lumineuse à l'excitation
par la lumière d'éclairage, et l'autre pour laquelle
l'intensité de la luminescence émise est supérieure
dans le cas d'une zone cariée, ce procédé consistant
20 finalement à comparer les mesures faites à ces deux
longueurs d'onde pour une zone que l'on sait non cariée
et pour la zone examinée de la dent.

Il a été proposé notamment d'éclairer la dent par
une lumière monochromatique dont la longueur d'onde est
comprise entre 350 et 600 nm environ, et de mesurer
25 l'intensité de la lumière émise par la dent à une
première longueur d'onde comprise entre 440 et 470 nm
et à une seconde longueur d'onde comprise entre 560 et
640 nm.

Un inconvénient de cette technique connue est qu'en
30 utilisant une lumière monochromatique d'éclairage dont
la longueur d'onde est comprise entre 350 et 600 nm
environ, on ne sait pas par quel composant de la dent

est produite la réponse lumineuse à l'éclairage de la dent, ce qui est un facteur d'incertitude sur les résultats puisque, notamment, la réponse lumineuse de la partie organique de la dent varie en fonction d'un certain nombre de facteurs tels que la qualité du brossage des dents, les habitudes alimentaires du patient, etc.

Un autre inconvénient de cette technique connue concerne la mesure sur deux longueurs d'onde uniquement de la réponse lumineuse intégrée de la zone éclairée de la dent, cette mesure ponctuelle ne renseignant pas suffisamment sur l'état de la zone examinée de la dent, ce qui est un autre facteur d'incertitude sur la qualité des résultats.

Un autre inconvénient est que, si la zone examinée de la dent est éclairée par une lumière monochromatique dont la longueur d'onde est inférieure à 400 nm environ et se trouve donc en dehors du spectre visible, le praticien ne sait pas exactement quelle zone de la dent est éclairée et est susceptible de présenter une carie. Cela conduit en pratique à limiter l'utilisation de cette technique à un éclairage en lumière visible, ce qui est la cause de résultats imprécis ou erronés sur les mesures, pour des raisons qui seront expliquées plus en détail ci-dessous.

L'invention a notamment pour objet un procédé et un dispositif du type précité, qui ne présentent pas les inconvénients précités de la technique connue.

Elle a également pour objet un procédé et un dispositif de ce type, qui permettent une détection fiable et précise des caries dentaires, même à un stade

précoce de leur développement, et qui permettent également une visualisation et une localisation précise de la zone examinée de la dent.

L'invention propose à cet effet un procédé d'acquisition et de traitement d'images d'une dent, consistant à éclairer une zone d'une dent en lumière monochromatique et à capter la luminescence émise par la zone éclairée de la dent, caractérisé en ce qu'il consiste également:

- à utiliser pour éclairer ladite zone de la dent une lumière monochromatique dont la longueur d'onde est choisie pour exciter une émission de fluorescence par la partie minérale de la dent,

- à prendre avec des moyens vidéo des images de la zone éclairée de la dent dans deux bandes de longueurs d'onde dont l'une est dans la partie haute énergie et l'autre dans la partie basse énergie du spectre d'émission,

- à mesurer l'intensité spectrale en chaque point de l'image de la fluorescence émise dans ces deux bandes de longueurs d'onde,

- à faire le rapport des intensités mesurées en chaque point dans les deux bandes précitées de longueurs d'onde et à comparer ce rapport à des valeurs prédéterminées.

La détection de caries éventuelles est basée sur la détection de la fluorescence émise dans deux bandes de longueurs d'onde par le composant minéral d'une dent, qui est formé de monocristaux de hydroxylapatite. Les caries dentaires sont des déminéralisations progressives et localisées des tissus durs de la surface dentaire, provoquées par les acides produits

par des bactéries et se traduisant par une réduction de
taille des cristaux de hydroxylapatite et par une
modification des propriétés photo-physiques de la
surface dentaire. En réponse à une excitation lumineuse
5 à une longueur d'onde appropriée, le composant minéral
de la dent émet une fluorescence qui est décalée vers
le rouge dans le cas d'une carie dentaire. En mesurant
l'intensité spectrale de la fluorescence émise dans
deux bandes de longueur d'onde, dont l'une est dans la
10 partie haute énergie et l'autre dans la partie basse
énergie du spectre d'émission, et en faisant le rapport
de ces deux mesures, on obtient des valeurs qui sont
égales à 2-3 environ pour l'émail, à 4 environ pour la
dentine et 0,5-1 environ pour une carie, ces valeurs
15 étant indépendantes du stade de développement de la
carie et de la présence de matière organique coagulée.

De plus, l'image point par point du rapport des
mesures d'intensité spectrale permet d'éliminer
l'influence de la forme de la surface de la zone
20 éclairée de la dent et donc de s'affranchir des
variations dues à la présence de sillons ou de puits
dans la surface dentaire, de l'inclinaison de cette
surface par rapport à l'axe optique du dispositif de
détection, et de la non-uniformité de l'éclairage de la
25 zone examinée de la dent.

De façon globale, le procédé selon l'invention
permet ainsi une détection fiable et précise des caries
dentaires, même à un stade précoce de leur
développement. Il permet également de contrôler avec
30 précision l'efficacité d'une intervention chirurgicale
d'enlèvement de matière dentaire déminéralisée, de

façon à parvenir à l'élimination complète des parties cariées sans altérer les parties saines de la dent.

5 Selon d'autres caractéristiques de l'invention, la longueur d'onde de la lumière d'éclairage est comprise entre 300 et 370 nm environ et l'intensité spectrale de la fluorescence émise est mesurée dans une bande de longueurs d'onde qui s'étend entre la longueur d'onde d'excitation et une longueur d'onde comprise entre 450 et 600 nm environ et dans une bande de longueurs d'onde
10 qui s'étend de 550-600 à 750-800 nm environ.

La sensibilité et la précision de la détection des caries dentaires sont alors maximales.

Selon une autre caractéristique de l'invention, le procédé consiste à éclairer ladite zone de la dent avec
15 une alternance d'impulsions lumineuses à la longueur d'onde précitée et à une longueur d'onde du spectre visible, à prendre avec les moyens vidéo des images de ladite zone éclairée successivement à ces deux longueurs d'onde et à les transmettre à des moyens de
20 traitement d'image et d'affichage.

Avantageusement, ce procédé consiste également à accumuler des images prises à ces deux longueurs d'onde avant de les traiter et d'afficher une image de la fluorescence émise par la zone éclairée de la dent et
25 une image de cette zone éclairée en lumière visible.

Ce double affichage permet au praticien de visualiser et de localiser avec précision la zone examinée de la dent.

Avantageusement, on peut utiliser un même
30 générateur laser pour produire des impulsions d'excitation de la fluorescence et des impulsions d'éclairage en lumière visible, ces impulsions ayant

une durée comprise entre plusieurs microsecondes et une nanoseconde ou moins par exemple, le générateur laser pouvant également être utilisé pour produire des impulsions de synchronisation, par exemple en infrarouge. On peut notamment utiliser un générateur laser du type Nd : YAG-Q-switch qui produit des impulsions de durée très courte à des longueurs d'onde de 1064 nm pour la synchronisation, de 532 nm (deuxième harmonique) pour l'éclairage en lumière visible et de 355 nm (troisième harmonique) pour l'excitation de fluorescence.

L'invention propose également un dispositif pour l'exécution du procédé décrit ci-dessus, ce dispositif comprenant une source de lumière monochromatique, des moyens optiques d'éclairage d'une zone de la dent par la lumière émise par ladite source et de reprise de la lumière en provenance de la dent, des moyens de transmission de la lumière reprise à des moyens de filtrage spectral, des photorécepteurs captant la lumière sortant des moyens de filtrage spectral et des moyens de traitement recevant les signaux de sortie des photorécepteurs, ce dispositif étant caractérisé en ce que la source émet sur une longueur d'onde choisie pour exciter une émission de fluorescence par la partie minérale de la dent, en ce qu'il comprend des moyens vidéo de prise d'images de la zone éclairée de la dent, associés à des moyens d'obturation ou de porte temporelle pour prendre en alternance des images de fluorescence de la dent dans des bandes de longueurs d'onde dans les parties haute énergie et basse énergie respectivement du spectre d'émission et des images de la dent éclairée en lumière visible, et en ce que les

moyens de traitement de l'information sont prévus pour effectuer le rapport, en chaque point de l'image, des intensités mesurées dans lesdites bandes de longueurs d'onde du spectre d'émission.

5 Les moyens de filtrage spectral utilisés comprennent par exemple des filtres colorés interchangeableables, ou un filtre acousto-optique ou à cristaux liquides, ou un jeu de miroirs dichroïques.

Avantageusement, les moyens de transmission
10 comprennent un guide d'images à fibres optiques ou un boroscope à barreau de verre ayant un gradient transversal d'indice de réfraction.

L'invention sera mieux comprise et d'autres
15 caractéristiques, détails et avantages de celle-ci apparaîtront plus clairement à la lecture de la description qui suit, faite à titre d'exemple en référence aux dessins annexés dans lesquels :

- la figure 1 représente schématiquement les
20 composants essentiels du dispositif selon l'invention ;

- la figure 2 illustre le fonctionnement dans le temps de ce dispositif ;

- la figure 3 représente schématiquement les
25 spectres de fluorescence de différentes parties d'une dent et les bandes de longueur d'onde utilisées pour la mesure de l'intensité spectrale de la fluorescence ;
et

- la figure 4 est un graphe représentant les
30 variations des rapports des intensités mesurées de fluorescence dans les deux bandes de longueur d'onde pour différentes parties d'une dent.

Le procédé et le dispositif selon l'invention sont basés sur l'éclairage d'une zone 12 d'une dent 10 par un faisceau 14 de lumière monochromatique ultraviolette excitant une émission de fluorescence par la partie minérale de la dent et sur la détection d'images de fluorescence de la zone 12 de la dent dans deux bandes de longueurs d'onde différentes, dans la partie haute énergie et dans la partie basse énergie du spectre d'émission, le rapport point par point des mesures d'intensité spectrale de la fluorescence dans ces deux bandes permettant de déterminer si la zone 12 examinée de la dent présente ou non une carie.

Pour bien faire comprendre la nature du problème résolu par l'invention, on rappellera que la carie est une maladie infectieuse dont les lésions sont des signes et des symptômes qui apparaissent longtemps après la primo-infection et l'initiation du processus pathologique, lorsqu'une prévention n'a pas été faite ou a échoué, les lésions étant dues à des phénomènes physico-chimiques selon lesquels les acides produits par le métabolisme de la plaque bactérienne provoquent une déminéralisation de surface des tissus calcifiés de la dent.

Dans la technique actuelle, la détection des pathologies dentaires repose essentiellement sur des évaluations visuelles directes et tactiles d'un praticien ou sur des radiographies aux rayons X. La nature ionisante des radiographies aux rayons X ne permet pas de les utiliser de façon répétitive et routinière pour la prévention des caries et le contrôle des soins. Par ailleurs, l'évaluation visuelle ou

tactile par un praticien ne permet pas de détecter les caries à un stade précoce de leur développement où une reminéralisation des zones attaquées par la précipitation in situ d'ions calcium et phosphate
5 serait possible et éviterait une intervention chirurgicale curative.

Le dispositif selon l'invention permet précisément cette détection précoce, d'une façon fiable et indépendante des individus.

10 Le dispositif selon l'invention, représenté schématiquement en figure 1, comprend un générateur laser 16, par exemple du type Nd:YAG"Q-switch" qui produit des impulsions à des longueurs d'onde différentes, par exemple de 1064 nm, 532 nm et 355 nm
15 avec une fréquence de répétition de 12 kHz et qui est associé à des moyens 18 de filtrage spectral et à un objectif 20 de focalisation sur l'entrée d'une fibre optique 22 de transmission des impulsions 14 qui, à la sortie de la fibre optique 22, traversent un objectif
20 24 et sont réfléchies par un miroir 26 vers la zone examinée 12 de la dent 10.

Les moyens de filtrage spectral 18 comprennent par exemple deux filtres colorés interchangeable, dont l'un transmet les longueurs d'onde de 355 nm et arrête
25 les longueurs d'onde de 532 nm et dont l'autre, inversement, transmet les longueurs d'onde de 532 nm et arrête les longueurs d'onde de 355 nm. Ces deux filtres sont montés sur un support du type électromécanique par exemple, qui permet de les placer tour à tour sur la
30 sortie du générateur laser 16.

Les moyens 24, 26 d'éclairage de la zone 12 de la dent forment également des moyens de reprise de la

fluorescence émise 28 qui est focalisée sur l'entrée de moyens de transmission optique 30 tels par exemple qu'un guide d'images formé d'un faisceau de fibres optiques.

5 Les moyens 22, 24, 26, 30 sont avantageusement rassemblés en un ensemble monobloc que le praticien peut tenir d'une main et dont il peut introduire l'extrémité dans la bouche d'un patient pour l'examen des dents du patient.

10 Le faisceau lumineux 28 sortant des moyens de transmission 30 est dirigé vers des moyens 32 d'acquisition vidéo, à travers un objectif 34, des moyens 36 de filtrage spectral et des moyens 38 formant obturateur ou porte temporelle.

15 Les moyens 36 de filtrage spectral comprennent deux filtres colorés du type passe-bande dont l'un transmet les longueurs d'onde comprises entre la longueur d'onde d'excitation et 450-600 nm environ et dont l'autre transmet celles comprises entre 550-600 et 750-800 nm environ.

20 Les moyens 38 formant obturateur ou porte temporelle sont commandés pour laisser passer vers les moyens 32 d'acquisition vidéo soit les longueurs d'onde de la bande haute d'énergie, soit celles de la bande basse énergie, soit encore celles correspondant aux impulsions à la longueur d'onde de 532 nm qui sont réfléchies et diffusées par la zone examinée 12 de la dent. Les filtres colorés des moyens 36 sont montés sur un même support du type électromécanique qui les interpose tour à tour sur l'axe optique de la lumière sortant des moyens de transmission 30 et qui n'en place aucun sur cet axe lors de la transmission de la lumière

25

30

correspondant à la réflexion et la diffusion des impulsions à la longueur d'onde de 532 nm.

Les moyens 38 formant obturateur ou porte temporelle sont formés par exemple par un intensificateur d'images avec modulation de tension sur la grille d'accélération, cet obturateur restant ouvert uniquement pour le passage des impulsions de fluorescence et de lumière visible provenant de la dent 10. Quand cet obturateur est fermé, il bloque toute la lumière non porteuse d'informations sur les propriétés de la surface dentaire. En variante, on peut également utiliser un obturateur mécanique ou à cristaux liquides, un déflecteur acousto-optique, une caméra à très faible durée d'accumulation, etc.

Les moyens 32 d'acquisition d'images sont de préférence formés par une caméra matricielle noir et blanc à photorécepteurs du type CCD, dont la sortie est reliée à l'entrée de moyens 40 de traitement de l'information, tels qu'un micro-ordinateur du type PC ou analogue. Des moyens 42 de synchronisation sont associés aux moyens 40 de traitement de l'information, au générateur 16, aux moyens de filtrage 18 et 36, aux moyens obturateurs 38 et aux moyens 32 d'acquisition vidéo. Ces moyens de synchronisation 42 reçoivent les impulsions de synchronisation produites à la longueur d'onde de 1064 nm par le générateur laser 16.

Ce dispositif est utilisé de la façon suivante :

les moyens 22, 24, 26, 30 forment une sonde que le praticien peut tenir et orienter vers la zone 12 à examiner sur la dent 10. Les impulsions émises par le générateur laser aux longueurs d'onde de 532 et de 355 nm sont transmises en alternance par les moyens de

filtrage spectral 18 et la fibre optique 22, vers la zone 12 de la dent. Les impulsions à 355 nm sont absorbées par les composants des tissus de la surface dentaire, qui se désexcitent en émettant une fluorescence pendant une durée très brève, typiquement de quelques nanosecondes. De même, les impulsions de lumière visible à la longueur d'onde de 532 nm sont réfléchies et diffusées par la surface dentaire. Les impulsions lumineuses en provenance de la dent sont reprises par les moyens optiques 24, 26, et transmises par les moyens 30 jusqu'aux moyens de filtrage spectral 36 associés aux moyens 32 d'acquisition vidéo par les moyens 38 formant obturateur ou porte temporelle. Les images vidéo acquises par les moyens 32 sont transmises aux moyens 40 de traitement de l'information et sont affichées sur des moyens appropriés, notamment sur un écran de visualisation.

On a représenté schématiquement les principales étapes de ce procédé en figure 2, où l'on retrouve en 44 l'émission des impulsions lumineuses par le générateur 16, en 46 le filtrage spectral de ces impulsions par les moyens 18, qui permettent de transmettre des impulsions d'excitation de fluorescence pendant une première période 48 puis des impulsions de lumière visible pendant une deuxième période 50, et ainsi de suite, en 48 l'émission d'impulsions de fluorescence 52 par la zone examinée 12 de la dent, suivies par des impulsions 54 de lumière visible qui sont réfléchies et/ou diffusées par la surface de cette zone, et en 56 le filtrage spectral des impulsions lumineuses transmises par les moyens 30, ce filtrage spectral étant réalisé successivement dans une bande

haute énergie 58, dans une bande basse énergie 60 et laissant passer finalement en 62 les impulsions de lumière visible réfléchies et/ou diffusées par la surface de la dent.

5 On trouve ensuite en 64 l'acquisition d'images de fluorescence dans les bandes haute et basse énergie du spectre d'émission et d'images en lumière visible pendant les intervalles 66 d'ouverture des moyens 38 d'obturation ou de porte temporelle.

10 Cela conduit en 70 à une accumulation 72 d'images de fluorescence en bande haute énergie, à une accumulation 74 d'images de fluorescence en bande basse énergie et à une accumulation 76 d'images en lumière visible.

15 Ensuite, le traitement réalisé par les moyens 40 comprend en 78 un stockage d'images de fluorescence en bande haute énergie 80 et un stockage d'images de fluorescence en bande basse énergie 82, ainsi qu'un traitement 84 des images de fluorescence et un stockage
20 86 des images en lumière visible, puis en 88 un affichage 90 des images résultantes de fluorescence et des images résultantes 92 en lumière visible. Les étapes de fonctionnement du dispositif peuvent être permutées.

25 De façon plus détaillée, le traitement des images de fluorescence qui est réalisé en 84 consiste à mesurer l'intensité spectrale de la fluorescence émise dans les bandes haute et basse énergie précitées, à faire leur rapport et à le comparer à des valeurs
30 prédéterminées.

On a représenté schématiquement en figure 3, les courbes de variation de la fluorescence émise en

fonction de la longueur d'onde par la dentine (courbe A), par l'émail (courbe B), par une carie à un stade précoce de développement (courbe C) et par une carie à un stade avancé de développement (courbe D).

5 Les courbes E et F représentent les bandes passantes des filtres haute énergie et basse énergie des moyens de filtrage spectral 36.

On voit que les courbes de fluorescence sont décalées vers le rouge dans le cas d'une carie et que
10 l'intensité de la fluorescence émise est plus faible dans le cas d'une carie avancée, en raison de la présence de matière organique coagulée.

Le traitement réalisé sur les images de fluorescence dans les bandes passantes E et F consiste
15 à mesurer l'intensité de l'énergie de la fluorescence dans ces deux bandes et à en faire le rapport. Trois exemples de variations de ce rapport sont représentés schématiquement en figure 4, en fonction d'une dimension d'espace représentée en abscisse et mesurée
20 sur la dent. On voit notamment que le rapport énergie de fluorescence dans la bande haute énergie/énergie de fluorescence dans la bande basse énergie du spectre d'émission peut varier entre des valeurs qui sont comprises entre 2 et 3 environ pour l'émail, qui sont
25 sensiblement égales à 4 pour la dentine et qui sont comprises entre 0,5 et 1 pour les parties cariées.

Le rapport de ces intensités sur les images de fluorescence permet de s'affranchir de la forme de la surface examinée de la dent, c'est-à-dire de la
30 présence de sillons ou de puits, ainsi que de l'inclinaison de cette surface par rapport à l'axe

optique d'éclairage et de la non-uniformité de l'éclairage.

L'affichage des images de fluorescence et des images en lumière visible sur un écran de visualisation permet au praticien de localiser précisément la zone cariée d'une dent. On peut par ailleurs représenter les variations des rapports des énergies de fluorescence en fausses couleurs, pour que, par exemple, les zones cariées apparaissent en rouge et soient bien visibles par le praticien.

Bien entendu, diverses modifications peuvent être apportées aux moyens décrits et représentés : par exemple, on peut utiliser d'autres générateurs laser, par exemple à cristaux ou à verres dopés au Nd^{3+} , Yb, etc., avec génération d'harmoniques, ou des lasers à azote fonctionnant à 337 nm, à excimer fonctionnant à 308 ou à 351 nm, des lasers à semi-conducteurs, des lampes ultra-violettes à décharge électrique, etc. Par ailleurs, les moyens de transmission d'images qui, dans un mode de réalisation préféré de l'invention, comprennent un guide d'images flexible ayant par exemple un millimètre de diamètre et une longueur d'environ un mètre et pouvant comprendre trente milles fibres optiques individuelles, peuvent être remplacés par un système de miroirs et de lentilles ou bien par un boroscope basé sur l'utilisation d'un barreau de verre avec un gradient transversal d'indice de réfraction.

Les moyens de filtrage spectral peuvent être constitués d'un filtre acousto-optique, d'un jeu de miroirs dichroïques, d'un filtre à cristaux liquides, etc.

Les moyens 32 d'acquisition vidéo, qui sont formés d'une matrice de capteurs CCD dans le mode de réalisation préféré de l'invention, peuvent être remplacés par des matrices de photodiodes, de vidicons, de capteurs CMOS, avec une sortie vidéo analogique ou numérique, monochrome ou couleur.

Bien évidemment, les moyens 22 de transmission de la lumière d'éclairage peuvent comprendre plusieurs fibres optiques, qui sont agencées à leurs extrémités pour une injection efficace uniforme de l'intensité du faisceau laser produit par le générateur 16 et à l'autre extrémité pour un éclairage uniforme de la zone 12 de la dent.

On peut également utiliser des moyens optiques d'éclairage et de reprise 24, 26 différents de ceux qui ont été décrits et représentés.

REVENDEICATIONS

1 - Procédé d'acquisition et de traitement d'images
5 d'une dent, consistant à éclairer une zone (12) d'une dent en lumière monochromatique et à capter la luminescence émise par la zone éclairée de la dent, caractérisé en ce qu'il consiste également :

- à utiliser pour éclairer ladite zone (12) de la
10 dent une lumière monochromatique dont la longueur d'onde est choisie pour exciter une émission de fluorescence par la partie minérale de la dent,

- à prendre avec des moyens vidéo (32) des images
15 de la zone éclairée de la dent dans deux bandes de longueurs d'onde dont l'une est dans la partie haute énergie et l'autre dans la partie basse énergie du spectre d'émission,

- à mesurer l'intensité spectrale de la
20 fluorescence émise dans ces deux bandes de longueurs d'onde en chaque point desdites images,

- à faire le rapport des mesures en chaque point
dans les deux bandes de longueurs d'onde précitées et à comparer ce rapport à des valeurs prédéterminées.

25 2 - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la longueur d'onde d'éclairage est comprise entre 300 et 370 nm environ.

30 3 - Procédé selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que les longueurs d'onde des bandes précitées sont comprises entre la longueur d'onde

d'excitation et 450-600 nm environ et entre 550-600 et 750-800 nm environ respectivement.

4 - Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il consiste à éclairer ladite zone (12) de la dent par une alternance d'impulsions à deux longueurs d'onde différentes, l'une ultraviolette et l'autre visible, à prendre avec les moyens vidéo (32) des images de fluorescence dans lesdites bandes haute et basse énergie de la zone éclairée par les impulsions de longueur d'onde ultraviolette et des images de ladite zone (12) éclairée par les impulsions de longueur d'onde visible et à transmettre ces images à des moyens (40) de traitement d'information et d'affichage.

5 - Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce qu'il consiste à accumuler des images de fluorescence dans les bandes haute et basse énergie précitées et des images à la longueur d'onde visible avant de les traiter et d'afficher une image du rapport des intensités spectrales de fluorescence et une image de ladite zone (12) de la dent éclairée en lumière visible.

25

6 - Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il consiste à utiliser un même générateur laser (16) pour produire des impulsions (14) d'excitation de la fluorescence et d'éclairage à une longueur d'onde visible, ces impulsions ayant une durée comprise entre quelques microsecondes et une nanoseconde ou moins.

30

7 - Procédé selon la revendication 6, caractérisé en ce qu'il consiste à utiliser le même générateur laser (16) pour produire des impulsions de synchronisation, par exemple en infrarouge.

8 - Dispositif pour l'exécution du procédé décrit dans l'une des revendications précédentes, comprenant une source (16) de lumière monochromatique, des moyens optiques (22, 24, 26) d'éclairage d'une zone (12) de la dent et de reprise d'une lumière en provenance de la dent, des moyens (30) de transmission de la lumière reprise à des moyens (36) de filtrage spectral, des photorécepteurs captant la lumière sortant des moyens (36) de filtrage spectral, et des moyens (40) de traitement de l'information recevant des signaux de sortie des photorécepteurs, caractérisé en ce que la source (16) émet une longueur d'onde choisie pour exciter une émission de fluorescence par la partie minérale de la dent, en ce qu'il comprend des moyens vidéo (32) de prise d'images de la zone (12) éclairée de la dent, associés à des moyens (38) d'obturation ou de porte temporelle pour prendre en alternance des images de fluorescence de la zone (12) de la dent dans des bandes de longueurs d'onde haute et basse énergie respectivement du spectre d'émission et des images de cette zone (12) éclairée en lumière visible, et en ce que les moyens (40) de traitement de l'information sont prévus pour effectuer le rapport, en chaque point de l'image, des intensités mesurées dans lesdites bandes de longueurs d'onde du spectre d'émission.

9 - Dispositif selon la revendication 8, caractérisé en ce que les moyens (36) de filtrage spectral comprennent des filtres colorés interchangeable ou un filtre acousto-optique ou à cristaux liquides, ou un jeu de miroirs dichroïques.

10 - Dispositif selon la revendication 8 ou 9, caractérisé en ce que les moyens (30) de transmission comprennent un guide d'images à fibres optiques ou un boroscope à barreau de verre ayant un gradient d'indice transversal de réfraction.

11 - Dispositif selon l'une des revendications 8 à 10, caractérisé en ce que les moyens d'éclairage comprennent un générateur laser (16) associé à des moyens (18) de filtrage spectral et commandé pour produire des impulsions à des longueurs d'onde différentes pour l'éclairage de la dent en lumière ultraviolette et en lumière visible.

12 - Dispositif selon la revendication 11, caractérisé en ce que le générateur laser (16) est commandé pour produire également des impulsions de synchronisation, par exemple en infrarouge.

13 - Dispositif selon l'une des revendications 8 à 12, caractérisé en ce qu'il comprend également des moyens de synchronisation (42) reliés à la source de lumière (16), aux moyens vidéo (32) de prise d'images, aux moyens (18, 36) de filtrage spectral, aux moyens (36) d'obturation ou de porte temporelle et aux moyens (40) de traitement de l'information.